

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

EEG testování stavu při mentálních relaxačních cvičení
Mental State EEG Testing during Mental Relaxation
Exercises

2016

Lucie Šajnová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student:

Lucie Šajnová

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

EEG testování stavu při mentálních relaxačních cvičení
Mental State EEG Testing during Mental Relaxation Exercises

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

Tématem bakalářské práce je vyhodnocení mentálního stavu při souboru činností jako je sport, relaxace, studium a další a to pomocí diagnostické metody měření zjednodušeného EEG. K dispozici je EEG zařízení pro měření signálu EEG z parietálního svodu. Mentální stav lze vyjádřit hladinou frekvence - základní rytmy EEG.

Body zadání:

1. Analýza dostupných prací - rešerše.
2. Popis použitého EEG zařízení a jednotlivých bloků.
3. Tvorba SW rozhraní.
4. Testování a měření.
5. Zhodnocení výsledků práce a testování.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [2] MOORE, James E a Duncan J MAITLAND. *Biomedical technology and devices*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, c2014, xviii, 786 p., [16] p. of plates. Mechanical engineering handbook series. ISBN 1439859590.
- [3] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [4] HOVORKA, Jiří. *Klinická elektroencefalografie: základy klasifikace a interpretace*. Praha: Maxdorf, 2003, 288 s. ISBN 80-734-5001-1.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Karel Vlach**

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 29.04.2016

doc. Ing. Jiří Kozíorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

Datum: 28.4.2016

Podpis: 

Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Karlu Vlachovi za cenné rady, věcné připomínky a vstřícnost při psaní této bakalářské práce. Dále bych ráda poděkovala panu Ing. Tomáši Klinkovskému za poskytnuté konzultace ohledně použitého zařízení.

Abstrakt

Tato práce se zabývá porovnáváním mozkových hladin pomocí zjednodušeného elektroencefalografu při činnostech, jako je střelba, relaxace, hra na kytaru a učení. První část je zaměřena na elektroencefalografii, mozkové hladiny, epilepsii a zpracování EEG signálů. Dále jsou uvedeny studie, které se zaměřovaly na měření mozkové aktivity při souboru výše popsaných činností. Následně jsou popsány použité zařízení pro měření, vytvořený software pro analýzu signálu v časové a frekvenční oblasti. Poslední část práce je zaměřena na testování a měření elektroencefalografického signálu při různých úkonech a jejich následné vyhodnocení.

Klíčová slova

EEG, spektrální analýza, FFT, střelci, epilepsie, relaxační techniky, meditace, mozkové hladiny, C#, dynamic data display.

Abstract

This thesis deals with comparing brain levels using a simplified electroencephalograph in activities such as shooting, relaxation, play the guitar and learning. The first part is focused on electroencephalography, brain levels, epilepsy and processing of EEG signals. Next there are studies that are focused on measuring brain activity during above mentioned activities. Subsequently there are described devices used for measuring, software created for signal analysis in the time and frequency domains. The last part is focused on testing and measuring of electroencephalographic signal during various activities and evaluation of the measured signals.

Keywords

EEG, spectral analysis, FFT, shooters, epilepsy, relaxation techniques, meditation, waves, C#, dynamic data display.

Obsah

Seznam obrázků	8
Úvod.....	9
1 Elektroencefalografie	10
1.1 Elektroencefalografické svody	10
1.2 Elektrody	11
1.3 Elektroencefalogram	12
1.4 Hladiny EEG	13
1.4.1 Alfa rytmus.....	13
1.4.2 Mu rytmus	13
1.4.3 Beta rytmus	13
1.4.4 Gama rytmus	13
1.4.5 Théta rytmus.....	13
1.4.6 Delta rytmus	13
1.5 EEG artefakty	14
1.6 Epilepsie a její detekce pomocí elektroencefalografu	15
2 Zpracování EEG signálu	16
2.1 Spektrální analýza	16
2.2 Topografické mapování.....	17
2.3 Zpracování dlouhodobých záznamů.....	17
3 EEG při mentálních relaxačních cvičeních	18
3.1 Relaxační techniky a jejich účinky na mozkové hladiny	18
3.2 Změny mozkových hladin při střelbě.....	19
4 C# a Visual Studio.....	20
4.1 Microsoft Visual Studio	20
4.1.1 Windows Forms	20
4.1.2 Windows Presentation Foundation.....	20
4.1.3 Console application	21
4.2 Dynamic Data Display	21
5 Návrh a realizace měření.....	22
5.1 EEG čepice.....	23
5.2 EEG modul.....	24

5.2.1	Přístrojový zesilovač	25
5.2.2	Filtr dolní propusti.....	26
5.2.3	Notch filtr	27
5.2.4	Sledovač napětí	28
5.3	ADS1298RECG-FE	29
5.3.1	Software ADS	30
5.4	Software pro analýzu signálů	31
6	Výsledky měření	33
6.1	Relaxace při vážné hudbě.....	33
6.2	Hra na kytaru	34
6.3	Epilepsie.....	35
6.4	Studium	36
6.5	Střelba na střelnici.....	37
	Závěr	38
	Seznam použité literatury.....	39
	Seznam příloh	41

Seznam obrázků

Obrázek 1: Umístění elektrod podle mezinárodního systému 10-20 [2].....	10
Obrázek 2: Elektroencefalogram a základní rytmy [1]	12
Obrázek 3: Ukázka technických a biologických artefaktů [17]	14
Obrázek 4: Příklad zobrazení výsledků spektrální analýzy [3]	16
Obrázek 5: Ukázka XAML kódu	20
Obrázek 6: Blokové schéma EEG pro použitá zařízení	22
Obrázek 7: EEG čepice a konektory	23
Obrázek 8: EEG modul	24
Obrázek 9: Schéma přístrojového zesilovače	25
Obrázek 10: Schéma aktivního filtru typu dolní propust	26
Obrázek 11: Pásmová zádrž	27
Obrázek 12: Sledovač napětí.....	28
Obrázek 13: ADS1298RECG-FE	29
Obrázek 14: Ukázka softwaru k modulu ADS.....	30
Obrázek 15: : Návrh softwarového prostředí	31
Obrázek 16: Ukázka kódu při zmáčknutí tlačítka Vypočti FFT	32
Obrázek 17: Testování správnosti FFT	32
Obrázek 18: Zpracování EEG při poslechu vážné hudby	33
Obrázek 19: Záznam 1. minuty u pokročilého hráče	34
Obrázek 20: Záznam u epileptické pacientky	35
Obrázek 21: Záznam během studia	36
Obrázek 22: Rušení způsobené vnějšími vlivy	37

Úvod

Elektroencefalografie (EEG) je diagnostická metoda běžně využívaná v klinické praxi. Nejčastěji se tato metoda využívá při poranění hlavy, hodnocení pouřazových následků, epilepsii a dalších onemocněních zasahujících centrální nervovou soustavu. Často se také využívá k vyšetření spánkových poruch a diagnostice poruch učení a pozornosti u dětí. Princip této metody je založen na snímání biopotenciálů z povrchu hlavy pomocí elektrod, povrchových nebo podpovrchových.

V dnešní době se ustupuje od papírových záznamů a k hodnocení EEG se využívá počítačová technika, kdy lékař může ihned po vyšetření zhodnotit naměřené výsledky. Jedním z parametrů, na které je nutné se zaměřit, je mozková frekvence neboli mozkové hladiny. Na základě těchto frekvenčních pásem lékař může diagnostikovat patologické jevy a zároveň stavy, ve kterých se pacient v danou chvíli nachází (např. soustředěnost, relaxace a jiné).

1 Elektroencefalografie

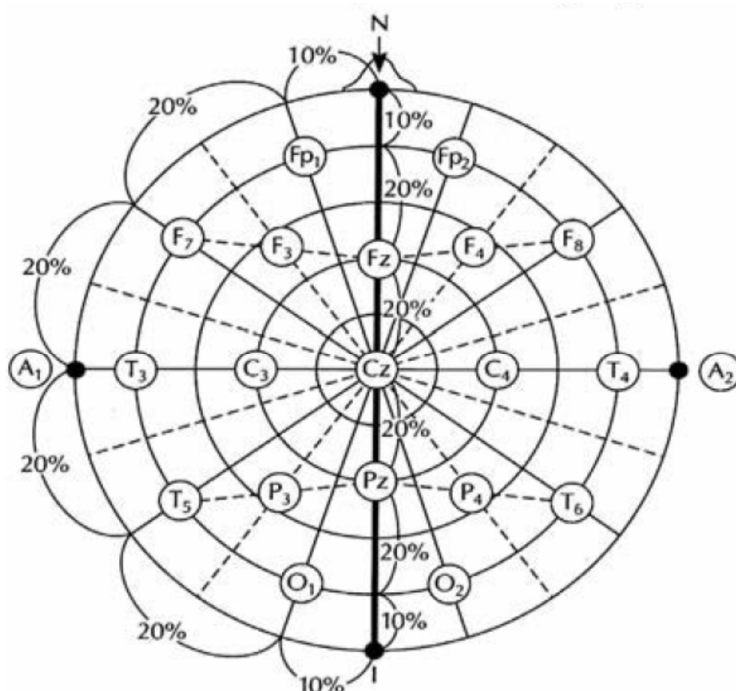
Elektroencefalografie (EEG) je diagnostická metoda využívaná pro snímání a záznam elektrické aktivity mozku. Může být použita pro snímání různých fází spánků a stavů vědomí nebo projevy metabolických poruch, vliv drog nebo toxických látek. Tato vyšetřovací metoda se nejčastěji využívá v neurologii, psychiatrii a v mnoha dalších klinických i chirurgických oborech [1], [3].

Elektroencefalografie se dělí na invazivní a neinvazivní podle místa snímání. Při invazivním snímání se využívá podpovrchových jehlových elektrod, zatímco pro neinvazivní snímání se využívá elektrod povrchových umístěných na povrchu hlavy [1].

Pomocí elektroencefalografu se provádí záznam, kterému se říká elektroencefalogram. Dnes se již záznam zpracovává pomocí počítače, který může a také nemusí být součástí elektroencefalografu. Nejčastěji se využívá snímání neinvazivní. Při klinickém vyšetření se EEG zaznamenává po dobu 15 až 20 minut, kdy pacient sedí uvolněně v pohodlném křesle v ideálním případě se zavřenýma očima [1], [2], [3].

1.1 Elektroencefalografické svody

Pro snímání EEG z povrchu lebky se používají elektrody a pro jejich přesné umístění se užívá rozměrování, které vychází z definovaných výčnělků na lebce, a rozdělení všech vzdáleností po 10% a 20%, tzv. systém 10-20. Tento systém byl v roce 1958 mezinárodně sjednocen H. Jasperem. Náčrt rozložení elektrod je uveden na Obrázku 1. Pro měření se využívá 21 elektrod, z toho 19 elektrod je umístěno na povrchu hlavy a zbývající elektrody jsou referenční, umístěné na každém z ušních lalůčků [1], [2], [3].



Obrázek 1: Umístění elektrod podle mezinárodního systému 10-20 [2]

K označení elektrod se využívá jednoho či dvou písmen a čísla v podobě dolního indexu, která označují hemisféry, sudá čísla označují pravou a lichá levou. Písmena označují oblast, ve které je elektroda umístěna. Písmeno A určuje referenční elektrodu. Elektrody označujeme takto [1]:

- F – frontální,
- Fp – frontopolární,
- C – centrální,
- P – parietální,
- T – temporální,
- O – okcipitální.

1.2 Elektrody

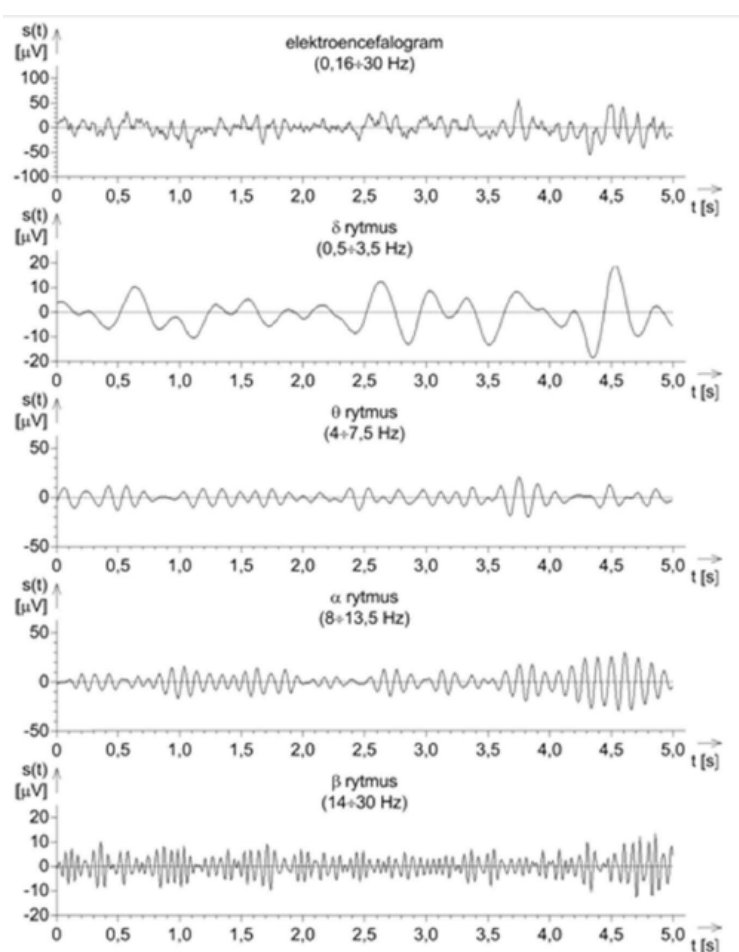
Pro snímání z povrchu hlavy se dnes využívají elektrody vyrobené ze vzácných kovů (např. elektrody zlatené) nebo stříbrné elektrody s vrstvou chloridu stříbrného (AgCl), které se využívají nejčastěji. Pro fixaci elektrod na hlavu pacienta se používá síťka nebo pružná čepice, ve které jsou již elektrody v systému 10-20 fixovány, čímž je jejich posunutí na nesprávné místo zamezeno. Tyto čepice se vyrábí v různých velikostech dle obvodu hlavy. Pomocí injekční stříkačky se do elektrod zavádí EEG gel [1], [3].

Na hlavu pacienta se nejčastěji umísťují tyto typy elektrod [4]:

- **diskové** – ploché kruhové elektrody o průměru 0,7–1 cm,
- **jehlové** – tenké zanořují se pod kůži,
- **s fyziologickým roztokem** – elektroda se závitem zašroubovaná do držáku z umělé hmoty,
- **fixované koloidem** – ploché kruhové elektrody s prohlubní, která je vyplněna vodivou pastou,
- **s práškovým Ag, AgCl** – elektrody pro umístění na bezvlasé partie,
- **speciální** – sfenoidální, nasofaryngeální, kortikální, atd.

1.3 Elektroencefalogram

Špičkové napětí se pohybuje v rozmezí 20–300 μV s frekvenčním rozsahem signálu mezi 0,5 až 70 Hz, avšak pro rutinní vyšetření se využívá pásmo 0,5–30 Hz. Vizuálně nejmenší hodnotitelnou jednotkou je grafoelement, který se rozděluje na dva základní typy, a to vlny a hroty. Rytmem se nazývá sled po sobě jdoucích vln a jedná se o základní aktivity mozku. EEG signál se ve frekvenční oblasti rozděluje do čtyř základních pásem, které se nazývají alfa, beta, delta a theta. Ukázka frekvenčních pásem je zobrazena na Obrázku 2. Hrotem se rozumí přechodný jev, který je jasně odlišený od rytmu EEG. Tento jev nemusí být pouze patologického původu. Může se jednat o artefakty technické, způsobené elektrodami, přístrojem, vnějším rušením, nebo artefakty biologické, jako jsou kašel, pohyby očí, EKG aktivita a jiné [1], [3].



Obrázek 2: Elektroencefalogram a základní rytmy [1]

1.4 Hladiny EEG

1.4.1 Alfa rytmus

Základní frekvence je v rozmezí 8–13 Hz, nejčastěji v rozmezí 9,5–10,5 Hz. Při ospalosti se frekvence pohybuje mezi 7–8 Hz. Má tvar sinusoidální nebo ostře konturovaný, a to v přítomnosti beta aktivity. Bývá utlumován při zavření očí. Je projevem klidové aktivity mozku, nejčastěji se projevuje během relaxace, uvolnění. Jeho amplituda bývá zpravidla mezi 30–100 μV [1], [9].

1.4.2 Mu rytmus

Základní frekvence se pohybuje v rozmezí 9–11 Hz. Má tvar malého psacího „r“. Pozitivní fáze má oblý tvar, zatímco negativní je spíše hrotnatá. Projevuje se nejčastěji v centrální a parietální oblasti. Pohyby končetin tento rytmus blokuje [9].

1.4.3 Beta rytmus

Jedná se o rytmickou aktivitu v rozmezí 14–40 Hz, nejčastěji však 15–25 Hz. Má tvar sinusoidální, hrotnatý nebo obloukovitý. Jedná se o bdělý stav, ve kterém se člověk nachází převážnou část dne. Je spojován s logickým myšlením, koncentrací, vzrušením a schopností řešit problémy. Vyšší frekvence značí stres, úzkost a strach. Vyskytuje se převážně ve frontální oblasti. Amplituda bývá menší než 20 μV [9], [10].

1.4.4 Gama rytmus

Jde o vysokofrekvenční rytmus v rozmezí 30–60 Hz. Tato aktivita je pozorována pouze vzácně. Velmi často je spojovaná se stresovými mechanismy a s úzkostí. Amplituda je velmi nízká, pohybuje se okolo 10 μV [17].

1.4.5 Théta rytmus

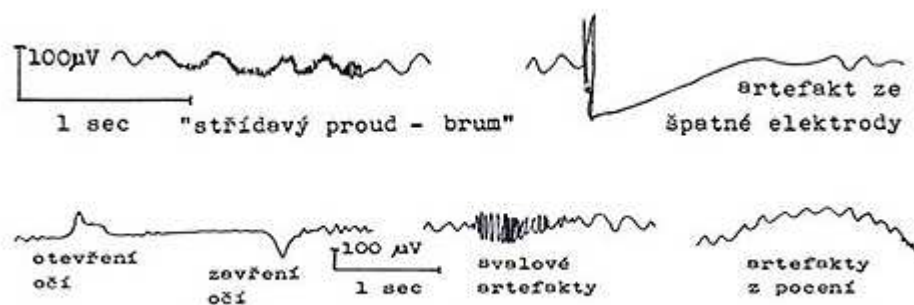
U této aktivity se frekvence pohybuje mezi 4–7 Hz. Nejčastěji se projevuje u dětí a adolescentů. Jedná se o stav hluboké relaxace, meditace, lehkého spánku včetně lucidního snění a REM spánku. Také bývá projevem kreativity. Amplituda nepřesahuje 30 μV [9], [10].

1.4.6 Delta rytmus

Jedná se o velmi pomalou aktivitu o frekvenci 0,5–3,5 Hz. Tento rytmus je fyziologický pouze u dětí do 2 let, u dospělých jde o hlubokou fázi spánku. Pokud tomu tak není, jedná se o patologický jev. Má velkou amplitudu v rozmezí 75–150 μV [1].

1.5 EEG artefakty

V elektroencefalografii se označuje artefaktem ta část záznamu, která nemá fyziologický původ v mozkové aktivitě. Jak již bylo výše zmíněno, tyto artefakty se rozdělují na technické a biologické. Technické artefakty jsou nejčastěji způsobeny špatným kontaktem mezi pokožkou a elektrodou, což může být způsobeno vysycháním elektrodového gelu, pasty nebo poškozením elektrody. Toto poškození se na záznamu projevuje jako náhlý výkyv, který se postupně vrací k původní linii. Dále jsou tyto artefakty způsobeny chybou přístroje nebo také síťovým brumem, který se v EEG projeví jako pravidelná frekvence 50 Hz o různé amplitudě, a který lze eliminovat filtrací. U biologických artefaktů se lze nejčastěji setkat s tzv. pohybovými artefakty, které vznikají při pohybu rozhraní elektroda-elektrolyt. Nejčastějšími artefakty jsou signály elektrokardiogramu (EKG), elektromyogramu (EMG), např. pohyby okolních svalů, a elektrooculogramu (EOG), například otevření a zavření očí. Ukázka těchto artefaktů je vyobrazena na Obrázku 3 [1], [2], [17].



Obrázek 3: Ukázka technických a biologických artefaktů [17]

1.6 Epilepsie a její detekce pomocí elektroencefalografu

Epilepsie je neurologická porucha vyplývající z abnormální hyper-dráždivosti neuronů v mozku. Hlavní roli v ní hraje epileptické ohnisko, což je vytvoření různě rozsáhlé populace neuronů s patologickou bioelektrickou aktivitou, a také epileptogenní podnět, např. fotostimulace, hyperventilace a jiné. Studie prokázaly, že epilepsie může být detekována pomocí EEG nahrávek pacientů, kteří trpí epileptickými záchvaty. Detekce epileptického záchvatu závisí ve velké míře na tom, jak dobře se dají extrahovat rysy charakterizující aktivitu záchvatu z EEG. Příznaky epilepsie jsou charakteristické opakovanými a nepředvídatelnými epileptickými záchvaty vyplývajících z nadměrné neuronální aktivity v mozku. Pokud jsou záchvaty pravidelně spouštěny určitými podněty, hovoří se o tzv. reflexní epilepsii [8], [15].

Epilepsie se nejčastěji rozděluje na epilepsii idiopatickou (primární) a symptomatickou (sekundární). Pro sekundární epilepsii jsou charakteristická mozková ložiska nebo difúzní postižení neurovývojové, nádorové, traumatické, cévní, degenerativní a další. Pokud se takové příčiny nezjistily ani nejsou předpokládány, hovoří se o epilepsii idiopatické.

K diagnostice epilepsie se nejčastěji využívá elektroencefalografie, kdy se během záchvatu registrují specifické epileptické grafoelementy, jako jsou hroty, ostré vlny nebo jejich komplexy s pomalou vlnou. Můžou se detekovat lokálně, tedy pouze v určité oblasti mozku, nebo generalizovaně, po celém povrchu mozku [15]. Správně diagnostikovat epilepsii je mnohdy velmi obtížné i pro zkušené neurology, a proto se v dnešní době studie často zaměřují na automatickou detekci epileptogenní formy ze záznamu EEG, např. [8], [18].

Na automatickou detekci epilepsie se zaměřila i tato studie [8], kdy epileptické i normální EEG signály byly získané z veřejně dostupné databáze. Extrakce příznaků epileptických záchvatů byla založena na dvou základních schématech zpracování signálu, a to mobility a Fourierovy transformace. Mobilita je jedním z Hjorthových parametrů [13] používaná pro analýzu časových řad. Aktivita, první Hjorthův parametr, je definována jako rozptyl amplitudy EEG v daném časovém rámci. Mobilita, druhý Hjorthův parametr, je definována jako:

$$Mobility = \sqrt{\frac{\sigma'^2}{\sigma^2}} = \frac{\sigma'}{\sigma} \quad (1)$$

kde σ označuje standartní odchylku EEG amplitudy a σ' označuje standartní odchylku první derivace EEG amplitudy.

Epileptické signály jsou obecně charakterizovány ostrými periodickými vlnami. Po použití diferenciace jsou tyto vlny mnohem více zřejmé. Takto vylepšené signály se poté převádí pomocí Fourierovy transformace na frekvenční doménu [8].

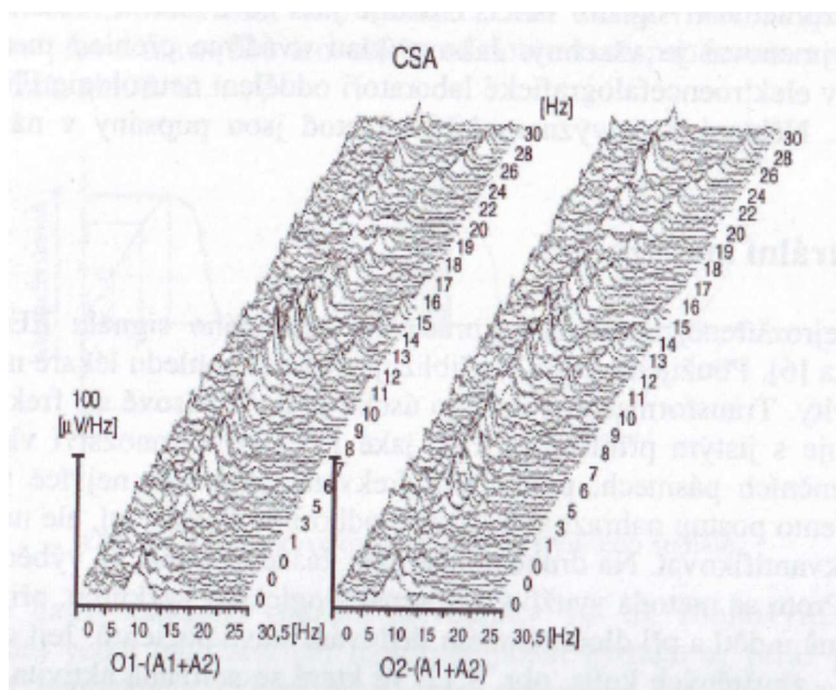
2 Zpracování EEG signálu

2.1 Spektrální analýza

Jednou z nejrozšířenějších metod zpracování signálu EEG je Fourierova analýza. Použijeme-li rychlou Fourierovu transformaci (FFT), bude výsledkem sejmutého signálu graf. Fourierova transformace (FT) převádí spojitý signál $f(t)$ z časové oblasti do oblasti frekvenční a je dána výrazem:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (2)$$

Tato transformace umožňuje s jistým přiblížením říci, jaké je celkové množství vln v jednotlivých frekvenčních pásmech, a proto se využívá ve farmakologickém výzkumu při hodnocení vývoje záznamů u dětí a při dlouhodobém sledování stavu pacientů. Její variantou je metoda CSA – zhuštěných kulís (Obrázek 4), ve které se snímaná aktivita v pevných úsecích kontinuálně transformuje a zobrazuje. Můžeme ji použít jako základní výpočet i pro další postupy, jako jsou sledování koherencí, okamžitých frekvencí nebo ke stanovení počátku, tzv. generalizovaných výbojů. FFT má tu výhodu, že je poměrně rychlá a výpočetně jednoduchá, ale má problémy s rozlišením, což je měřítko schopnosti algoritmu rozlišit blízko sebe dva vrcholy ve spektru [3], [5].



Obrázek 4: Příklad zobrazení výsledků spektrální analýzy [3]

2.2 Topografické mapování

Topografické mapování neboli „brain mapping“ je metoda, která vznikla již v 80. letech 20. století díky vývoji počítačů. Jedná se o vykreslení amplitudy všech kanálů v jednom okamžiku v čase nebo v krátkém časovém intervalu. Hodnoty amplitudy mezi elektrodami jsou odhadnuty z naměřených hodnot interpolační technikou. Výsledný obraz vzniká lineární interpolací již naměřených hodnot z každé elektrody po několika interpolacích. Mapa zobrazuje rozložení mozkových aktivit a jejich množství na povrchu lebky, a to barevně nebo v odstínech šedi [2], [3].

2.3 Zpracování dlouhodobých záznamů

Pro diagnostiku epilepsie, vyhledání hlavního epileptického hlediska a k dalším účelům je často potřeba snímat signál po delší dobu (většinou 24–72 hodin) při běžné činnosti pacienta. Pro vyhodnocení tohoto záznamů se využívají postupy, které vyhledávají typické grafoelementy nebo křivku automaticky klasifikují.

Jeden z používaných postupů je kombinace video záznamů a EEG, kdy je pacient umístěn v místnosti přizpůsobené k běžným potřebám a jeho chování je zaznamenáváno jednou nebo dvěma kamerami. Signál EEG je telemetricky přenášen do společné záznamové jednotky a na monitor umístěný u laborantky, která si během záznamu zapisuje poznámky o aktivitě pacienta. Vyhodnocení probíhá zrychleným záznamem.

Pro diagnostiku poruch spánku se nejčastěji využívá polygrafie. Tato metoda využívá několika svodů EEG. Také se zaznamenává signál EKG, svalová aktivita, pohyby očí, dechová činnost a pohyby těla [3].

3 EEG při mentálních relaxačních cvičeních

3.1 Relaxační techniky a jejich účinky na mozkové hladiny

Relaxační techniky (RT) se v dnešní době široce využívají k léčbě různých zdravotních problémů včetně hypertenze, bolesti hlavy, úzkosti, syndromu dráždivého tračníku a nespavosti. Přestože účinky relaxačních technik na periferní systém byly systematicky vyšetřovány, existuje předpoklad, že jakékoliv relaxačně-zprostředkované změny ve fyziologickém systému jsou druhotné ke změnám centrálního nervového systému (CNS). Stávající výzkum účinků RT na CNS naznačuje, že RT jako je například meditace, má za následek změny vzruchů v CNS naměřené náhlými změnami v rytmu alfa nebo théta. Ačkoliv mnoho studií prokázalo zvýšenou aktivitu alfa během RT, např. [11] a [12], jiné naopak hlásily její snížení, např. [6]. Nejčastější je zjištění zvýšené aktivity théta během RT.

Tímto tématem se také zabývali dva američtí vědci. Účelem jejich studie [6] bylo zjistit účinky relaxačních technik na CNS. Pro tuto studii bylo vybráno 36 účastníků, kteří v minulosti netrpěli žádnou neurologickou poruchou, depresemi nebo psychózami, nikdy se neučili žádnou relaxační techniku a také neužívali léky působící na CNS. Následně jim byl proveden 20 minutový záznam, během kterého na lehátku poslouchali hudební zvukové nahrávky dle vlastního výběru. Po tomto měření byli účastníci rozděleni do dvou skupin, buď pro poslech relaxačních zvukových nahrávek, nebo do skupiny pro poslech hudby, jak klasické, tak i novodobé. Obě skupiny dostaly 20 minutové audiokazety podle toho, do které skupiny patří. Tito účastníci pak po dobu 6 týdnů poslouchali denně svou nahrávku a do deníku zapisovali své postřehy, popřípadě zlepšení (např. ve kvalitě spánku). Po této době se opět dostavili k provedení 20 minutového záznamu, který byl následně zpracován pomocí rychlé Fourierovy transformace (FFT) a zobrazen pomocí počítače. Díky těmto záznamům bylo prokázáno, že hladina Théta byla výrazně vyšší u skupiny s RT oproti hudební skupině, zatímco hladina alfa klesala.

Akutní a dlouhodobé účinky meditace na théta aktivitu nejsou zcela jasné. Proto se skupina brazilských vědců ve své studii [16] zaměřila na rozdíly čelní théta aktivity mezi dlouhodobými a krátkodobými účinky „mindfulness“ meditace, neboli meditace všímavosti, před, během a po této meditaci. Pro účely této studie bylo přijato 20 účastníků, z nichž 10 bylo zkušených v buddhistické meditaci. I přes akutní zvýšení théta aktivity během meditace u obou skupin, zkušené meditující vykazovali vyšší rysy tohoto rytmu, což je pravděpodobně způsobeno schopností meditujícího omezit zpracování zbytečných informací (např. diskurzivní myšlení) zvýšeným povědomím o podstatu tohoto zážitku.

3.2 Změny mozkových hladin při střelbě

Význam soustředění během přípravy před provedením střelby nelze podceňovat. Sportovci si během této doby musí zachovat soustředěnost na vrcholových úrovních, protože i malé narušení pozornosti by mohlo vést k velkým rozdílům výkonnosti. Z tohoto důvodu byli střelci často studováni sportovními vědci, kteří se především zaměřovali na udržení pozornosti při střelbě a s tím souvisejícím výkonem.

Tato studie [7] byla zaměřena na změny mozkových aktivit u střelců, jak u nováčků, tak u profesionálů. Pro záznam bylo použito 13 kanálové EEG pokrývající celou pokožku hlavy. Cílem bylo zkoumání mechanismů zapojených do procesu střelby. První se lokalizovaly zdroje související s tímto úkonem a poté byly tyto zdroje srovnávány mezi profesionálními střelci a začátečníky. Při porovnávání lokalizovaných zdrojů mezi profesionály a nováčky bylo zjištěno, že kortex se rozsáhleji podílí na střelbě u profesionálů ve srovnání s nováčky. To může být způsobeno tím, že profesionální střelci mají složitější nervové zpracování v průběhu zamíření, aby přesně zasáhli cíl.

Na rozdíl mezi profesionálními střelci a nováčky při měření mozkových hladin se zaměřili tři vědci pocházející z Rakouska a Německa. Ve své studii [14] zkoumali průběh čelní středové théta aktivity při střelbě. Profesionálové a nováčci měli opakovaně střílet během EEG záznamu na terč. Časový průběh théta aktivity během zaměřování byl výrazně odlišný mezi těmito dvěma skupinami, kdy u střelců byl nárůst výkonu této hladiny nepřetržitý za poslední 3 vteřiny před střelbou, zatímco u nováčků nikoliv. Analýza ukázala mnohem silnější théta aktivitu u profesionálů v čelní mediální oblasti, což je oblast známá pro soustředěnou pozornost. Výsledky naznačují, že odborníci a nováčci používají různé strategie během střelby. Zatímco nováčci si udržují relativně konstantní množství pozornosti na cíl, experti jsou schopni zvýšit pozornost těsně před okamžikem výstřelu.

4 C# a Visual Studio

Tato kapitola je zaměřena na vývoje prostředí Visual Studio od společnosti Microsoft, ve kterém je pro tuto práci vytvořeno softwarové rozhraní pro analýzu EEG signálu v programovacím jazyce C#. Dále jsou popsány subsystémy toho rozhraní.

4.1 Microsoft Visual Studio

Visual studio (VS) je vývojové prostředí od Microsoftu, které se využívá pro vývoj konzolových aplikací a aplikací s grafickým rozhraním, s programovacími jazyky C++, C#, F# a Visual Basic .NET. Toto prostředí obsahuje editor kódu a má integrovaný debugger, což je softwarový nástroj sloužící k hledání chyb při vývoji softwaru ve fázi ladění. Dále je v něm zahrnutý designer formulářů pro tvorbu aplikací s GUI, webu a tříd. V dnešní době je nejnovější varianta tohoto prostředí Microsoft Visual studio 2015.

VS má v sobě implementované vizuální designery, které napomáhají s vývojem aplikací. Jeden z nejpoužívanějších, přesto zastaralejších, je WinForms Designer. Tento designer je využíván pro GUI aplikace při použití WinForms a je v něm obsažena paleta ovládacích prvků. Dalším využívaným designerem je WPF Designer, který vytváří uživatelské prostředí pro Windows Presentation Foundation. Dále jsou využívány designery jako webový, designer tříd, dat a mapování.

4.1.1 Windows Forms

Windows Forms (WF) je jedním z několika technologií, pomocí kterých Visual Studio C# vytváří inteligentní klientské aplikace, které pracují na .NET Framework. WF je vhodný pro vývoj rychlých aplikací, kde není bohaté grafické uživatelské rozhraní prioritou. Pro tvorbu uživatelského prostředí se využívá tzv. návrhář [20].

4.1.2 Windows Presentation Foundation

Windows Presentation Foundation (WPF) je nový grafický subsystém pro vykreslování a zobrazení Microsoft Windows aplikací využívaný v této práci pro tvorbu softwarového rozhraní. Poskytuje grafické služby (2D, 3D, vektorová grafika). Jedná se o rozsáhlou knihovnu plnou funkcí pro vytváření GUI a používá se v rámci rozvojového .NET prostředí. Tvorba GUI se provádí pomocí XAML kódu. Ukázka tohoto kódu je zobrazena na Obrázku 5, kde lze pozorovat knihovny, které projekt využívá, název okenní aplikace, její rozlišení a mřížky (grids), které v tuto chvíli nejsou definované, a proto jsou prázdné [19].

```
<?xml version="1.0" encoding="utf-8" ?>
<Window x:Class="WpfApplication6.MainWindow"
        xmlns="http://schemas.microsoft.com/winfx/2006/xaml/presentation"
        xmlns:x="http://schemas.microsoft.com/winfx/2006/xaml"
        Title="Ukázka" Height="350" Width="525">
    <Grid>
    </Grid>
</Window>
```

Obrázek 5: Ukázka XAML kódu

4.1.3 Console application

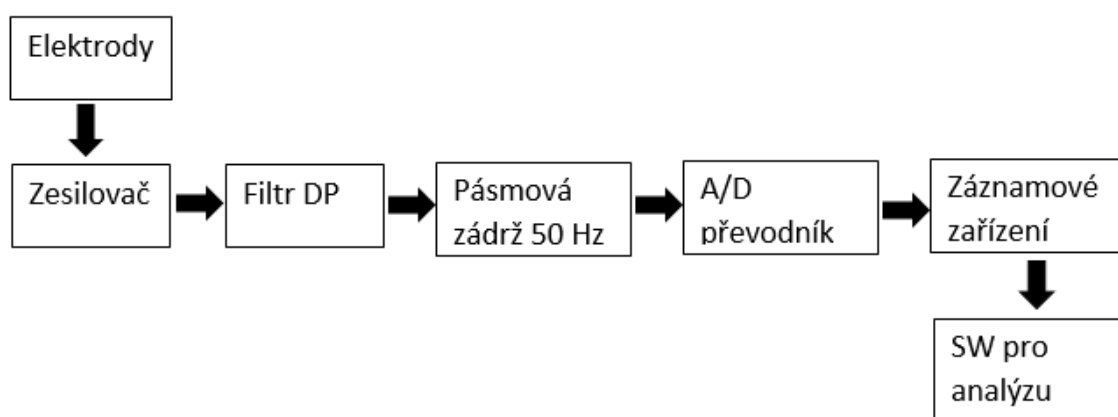
Konzolové aplikace (z angl. Console application) se využívají k vytváření aplikací, kde se vstupy a výstupy zobrazují na příkazovém řádku konzole. Tyto aplikace jsou ideální pro výuku C#, neboť jejich uživatelské rozhraní je velmi jednoduché. Také jsou velmi užitečné pro obslužné programy, které vyžadují malou nebo žádnou interakci s uživatelem [20].

4.2 Dynamic Data Display

Společnost Microsoft vyvinula knihovnu s názvem „Dynamic Data Display“, která je využívána pro tvorbu softwarového rozhraní v této práci. Používá se subsystémem WPF pro vytvoření různých informativních grafů. Jedná se o sadu obsahující ovládací prvky pro přidání interaktivní vizualizace dynamických dat do aplikace. Tato knihovna umožňuje vykreslovat různé typy 2D grafů jako jsou grafy bublinové, spojnicové, bodové a další [19].

5 Návrh a realizace měření

Pro snímání elektrické aktivity mozku se využívá elektroencefalografu. V rámci této práce je využíváno zjednodušeného elektroencefalografu pro snímání aktivity ze dvou elektrod a třetí, která je referenční. Tento modul slouží především k zesílení vstupního signálu a také jako filtr dolní propusti a pásmové zadrž. Aby bylo možné záznam dále zpracovávat, je nutné použít A/D převodník. K tomuto účelu je použit ADS1298RECG-FE ECG Front-End Performance Demonstration Kit od společnosti Texas Instrument.



Obrázek 6: Blokové schéma EEG pro použitá zařízení

5.1 EEG čepice

Jak je na Obrázku 7 vidět, ke snímání mozkové aktivity je určena EEG čepice. Aby konektory této čepice byly kompatibilní s využitým modulem, bylo nutné vytvořit redukci. Pro účely této práce je mozková aktivita snímána ze dvou elektrod a to v parietální oblasti. Jedná o elektrody P3 a P4, ostatní elektrody jsou nevyužité. Samotné měření probíhá tak, že se do elektrod, pomocí speciální tupé jehly, zavede vodivý gel. Následně se konektory zapojí do modulu pro zjednodušené EEG a jeho výstup se propojí s modulem ADS1298, který je připojen pomocí USB kabelu k počítači. Obě tato zařízení jsou napájena ze sítě.

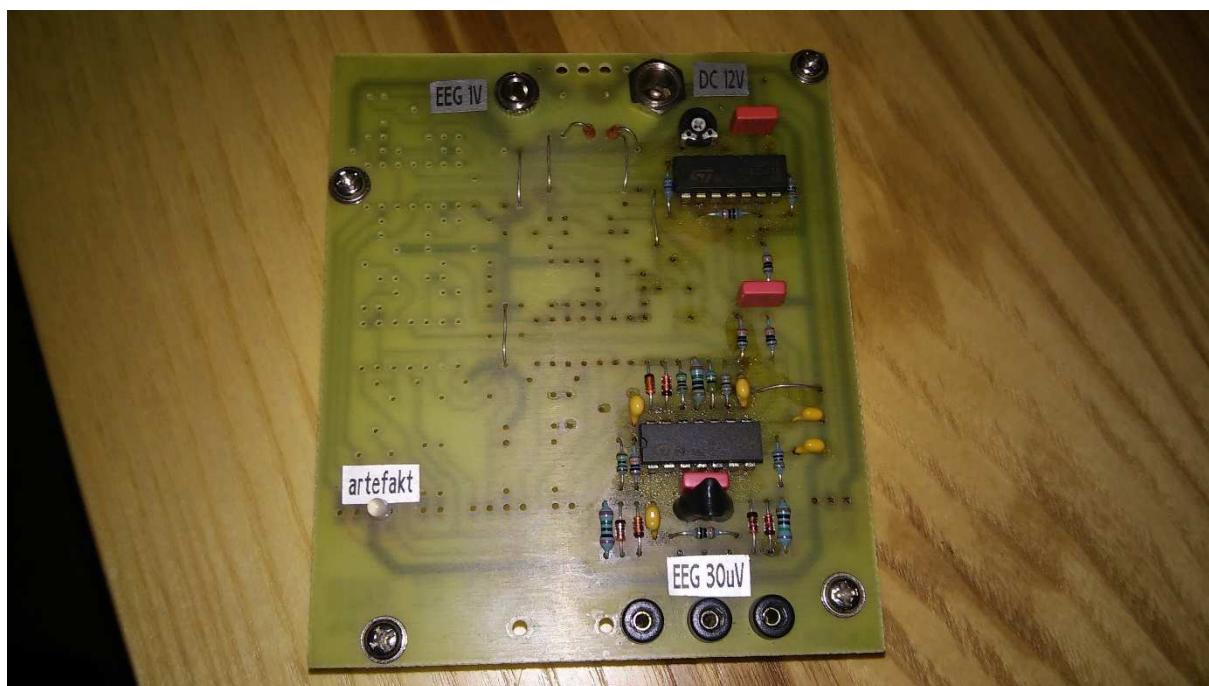


Obrázek 7: EEG čepice a konektory

5.2 EEG modul

Jak již bylo výše zmíněno, pro snímání mozkové aktivity je pro tuto práci využíváno zjednodušeného elektroencefalografu (EEG modulu), který se skládá z napájení, přístrojového zesilovače, rychlostartu, aktivního filtru typu dolní propust, kmitočtové zadrže a sledovače napětí. Tento modul je zobrazen na Obrázku 8. Kompletní elektrotechnické schéma je nakresleno v programu Eagle 6.5.0, viz Příloha I.

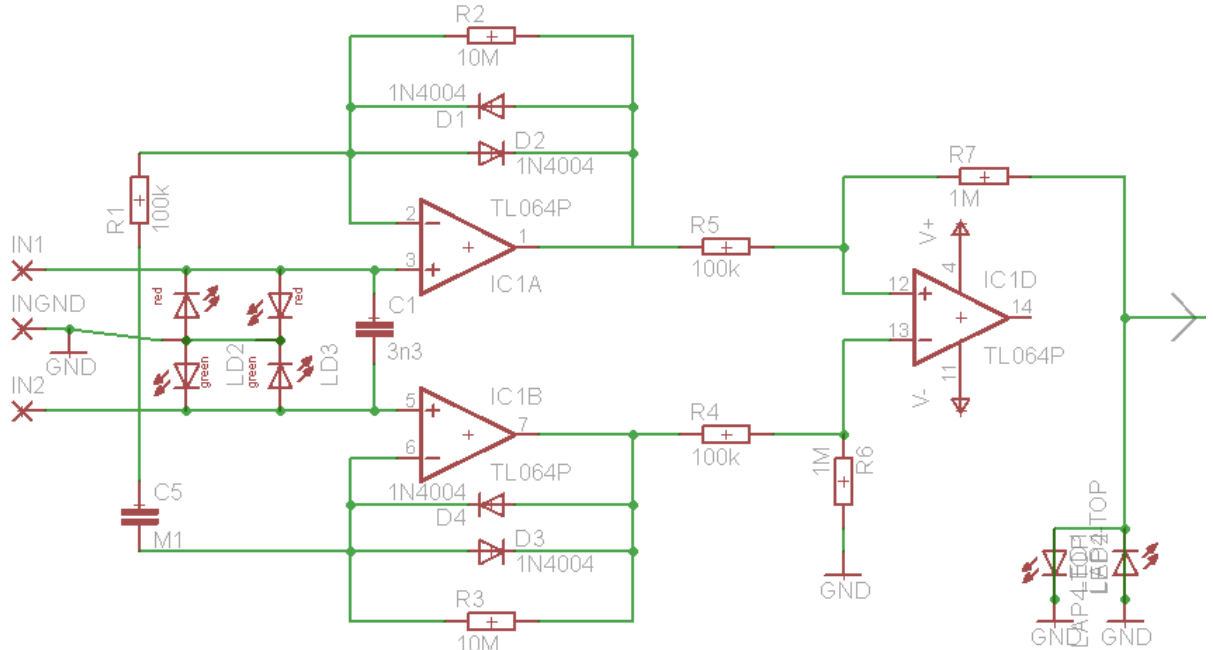
V tomto modulu jsou využity operační zesilovače TL064CN. Na výstupu prvního OZ však byl naměřen offset $-3,6\text{ V}$ a z toho důvodu jej bylo nutné vyměnit. I přes využití nového zesilovače však zůstává napěťová nesymetrie $-0,4\text{ mV}$, což je k hodnotě zesílení přípustné.



Obrázek 8: EEG modul

5.2.1 Přístrojový zesilovač

Jedná se o rozdílový zesilovač s uzavřenou smyčkou zpětné vazby, který zesiluje rozdíl vstupních napětí a potlačuje souhlasné napětí přivedené na jeho vstupy, viz Obrázek 9. Vyznačuje se velkým zesílením, velkým vstupním odporem a velmi malou vstupní nesymetrií.



Obrázek 9: Schéma přístrojového zesilovače

Vzhledem k tomu, že odpory $R_2 = R_3$, $R_5 = R_4$ a $R_7 = R_6$ je jeho zesílení dáno následující rovnicí:

$$Au = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \times \frac{R_7}{R_5} \quad (3)$$

Z čehož vyplývá, že zesílení je rovno:

$$Au = \left(1 + \frac{2 \times 10 \times 10^6}{100 \times 10^3}\right) \times \frac{1 \times 10^6}{100 \times 10^3} \quad (4)$$

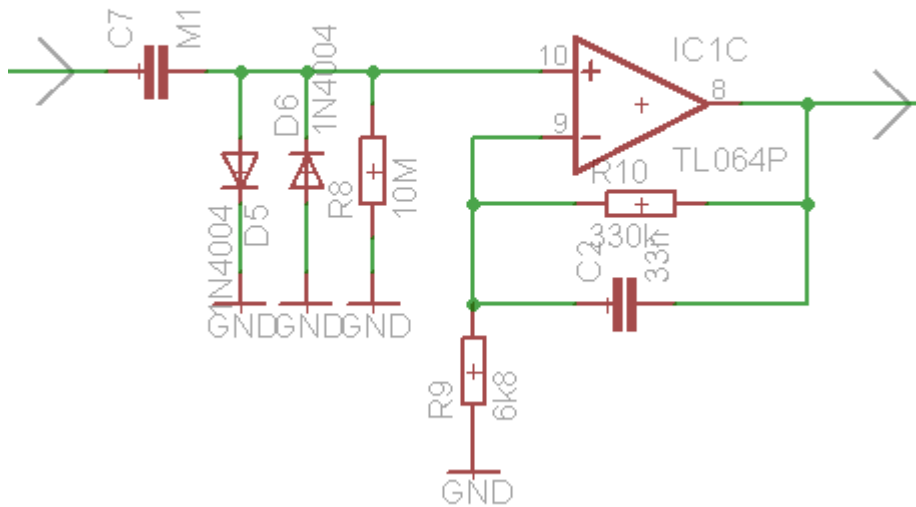
$$Au = 2010 \quad (5)$$

Výstupní napětí U_0 je dáno vztahem:

$$U_0 = (U_2 - U_1) \times Au \quad (6)$$

5.2.2 Filtř dolní propusti

Vzhledem k tomu, že se v elektroencefalografii pracuje s nižším kmitočtem, zpravidla do 70 Hz, je nutné používat filtr typu dolní propust, který je zobrazen na Obrázku 10. Filtry se rozlišují na aktivní a pasivní. Jako pasivní filtr je označován ten, který je složen pouze z pasivních součástek R, L, C (rezistor, cívka, kondenzátor). Naopak aktivní filtr je složen z pasivních součástek a aktivních prvků jako jsou operační zesilovače, tranzistory a jiné. Pro používaný EEG modul v této práci je využit filtr aktivní pomocí operačního zesilovače.



Obrázek 10: Schéma aktivního filtru typu dolní propust

Mezní kmitočet je dán vztahem:

$$f_h = \frac{1}{2\pi R_{10} C_2} \quad (7)$$

$$f_h = 14,615 \text{ Hz} \quad (8)$$

Jedná se o neinvertující zesilovač a jeho zesílení lze vypočítat následující rovnicí:

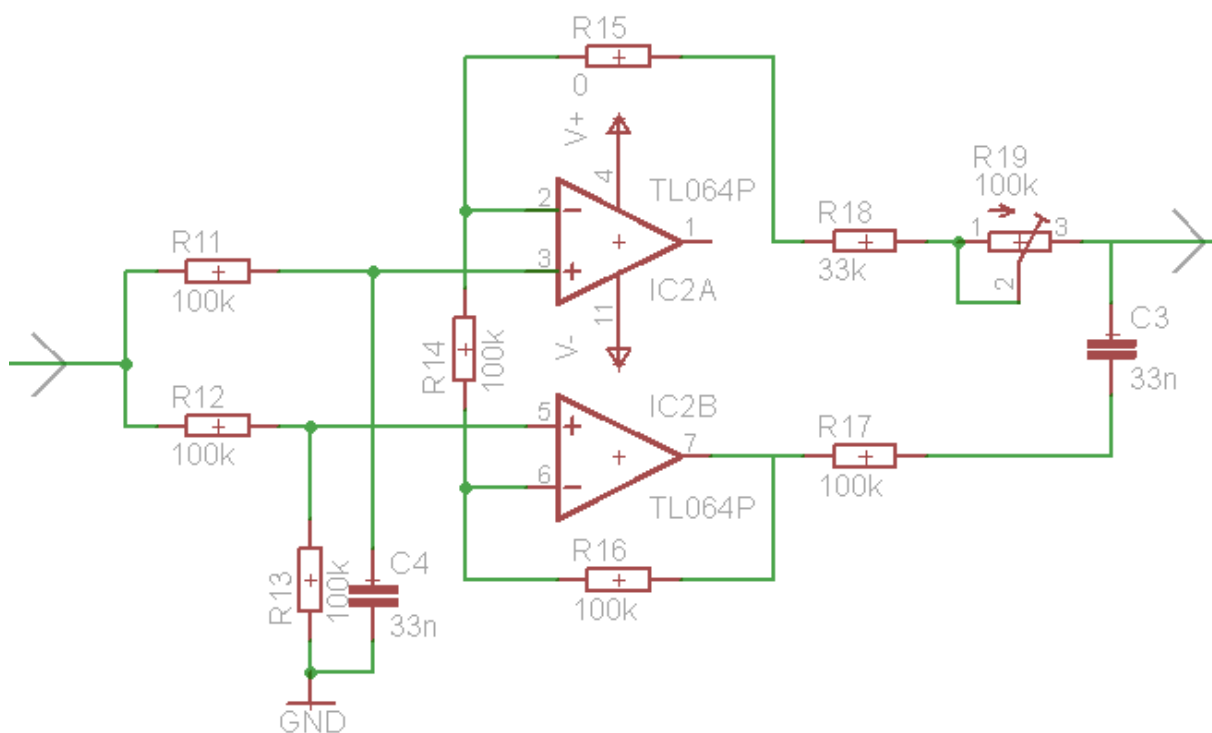
$$Au = \left(1 + \frac{R_{10}}{R_9}\right) \quad (9)$$

$$Au = \left(1 + \frac{130 \times 10^3}{6,8 \times 10^3}\right) \quad (10)$$

$$Au = 20,12 \quad (11)$$

5.2.3 Notch filtr

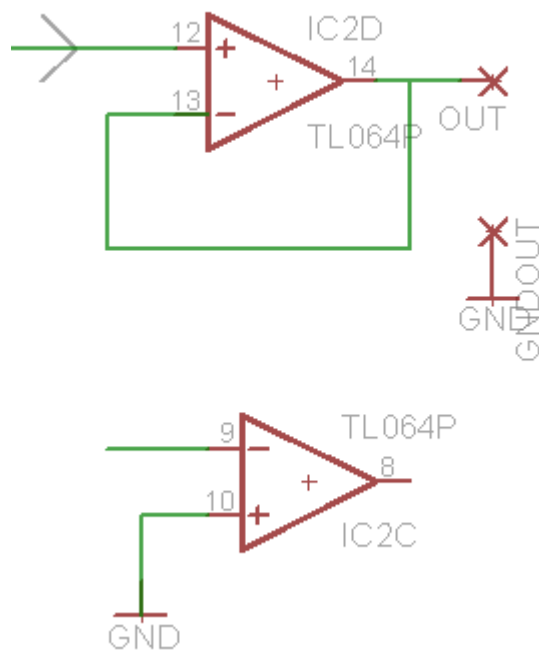
Pásmová zádrž neboli notch filtr (Obrázek 11) je lineární filtr, který nepropouští frekvence v určitém pásmu. Využívá se pro zamezení průchodu určité frekvence dále do obvodu. V našem případě tento filtr slouží k odstranění síťového rušení 50 Hz. Pomocí trimru lze dosáhnout odstranění síťové frekvence 50 Hz ze signálu.



Obrázek 11: Pásmová zádrž

5.2.4 Sledovač napětí

Jedná se o velmi jednoduchý elektrický obvod, který je tvořen operačním zesilovačem se zpětnou vazbou připojenou na invertující vstup. Jeho napěťový přenos je 1, což znamená, že nic nezesiluje, ani nezeslabuje. Výstupní napětí je rovno vstupnímu. Používá se pro oddělení vysokoimpedančního vstupu a nízkoimpedančního výstupu. Sledovač napětí je vyobrazen na Obrázku 12 a lze na něm i vidět další operační zesilovač, který je však v tomto modulu nezapojen.



Obrázek 12: Sledovač napětí

5.3 ADS1298RECG-FE

Jedná se o modul obsahující všechny funkce, které jsou vyžadovány pro zobrazení EKG a EEG. Obsahuje 24-bitový sigma-delta analogově-digitální převodník (A/D) s vestavěným programovatelným zesilovačem (PGA) a palubním oscilátorem. Tento modul lze vidět na Obrázku 13. Může být použit s různými patientskými simulátory. Modul má svůj vlastní software pro práci s naměřenými signály.



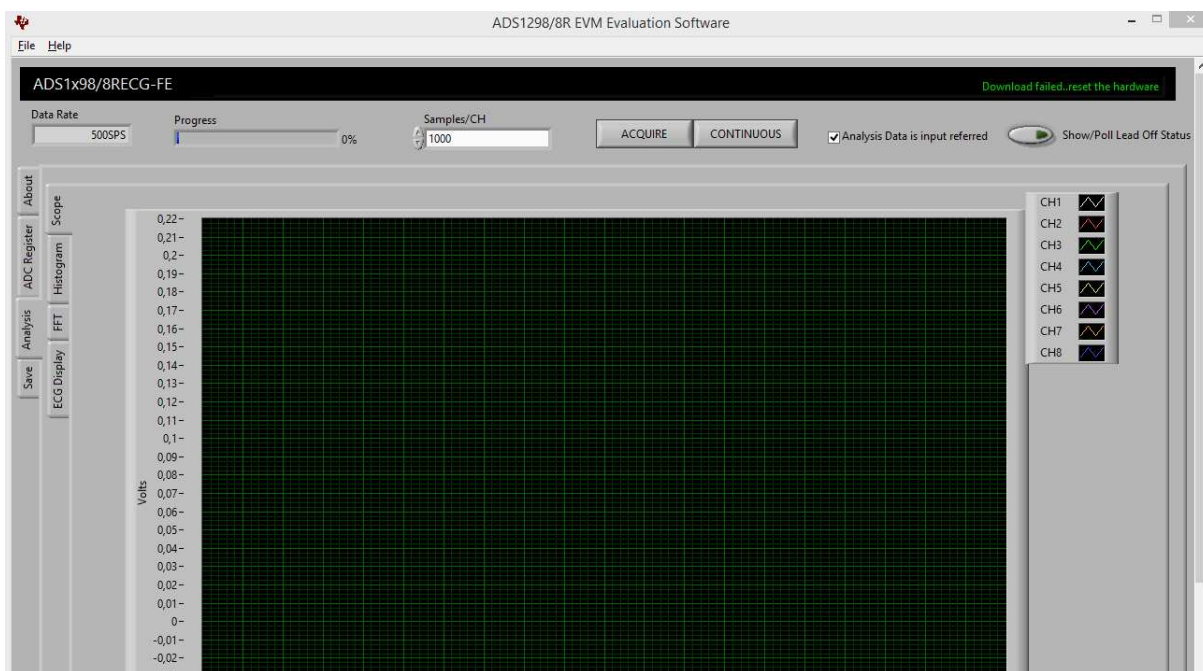
Obrázek 13: ADS1298RECG-FE

5.3.1 Software ADS

Pomocí tohoto programu (Obrázek 14) je možné zobrazovat naměřené data, a to jak v časové oblasti, tak ve frekvenční. Také umožňuje zobrazení EKG záznamu a histogramu. V rámci zobrazení signálů je možné využít všech osmi kanálů, anebo pouze některých. Důležitou součástí je také export naměřených dat pro další zpracování.

V první řadě je nutné nastavit vzorkovací frekvenci. Aby nedošlo k aliasingu, což je nenávratné zkreslení signálu při vzorkování, je nutné dodržet Shannon-Kotělníkův teorém, který říká, že vzorkovací frekvence daného signálu musí být alespoň dvakrát větší než maximální frekvence daného signálu. V tomto případě bude tedy frekvence 250 SPS (samples per second). Aby bylo možné získat záznam po určitou dobu, je třeba správně nastavit také počet vzorků, v programu nazvané jako Samples/CH. Při hodnotě 1000 lze získat 4 sekundový záznam, což znamená, že pro 10 minutový záznam je nutné tuto hodnotu nastavit na 150 000 vzorků.

Jak již bylo zmíněno, modul ADS1298RECG obsahuje vestavěný programovatelný zesilovač. Zesílení lze v programu nastavit od 1 do 12. Vzhledem k tomu, že v rámci této práce je pro zesílení použit EEG modul popsany výše, je nutné nastavit zesílení na daném kanálu na 1, aby nedošlo k dalšímu zesílení signálu.

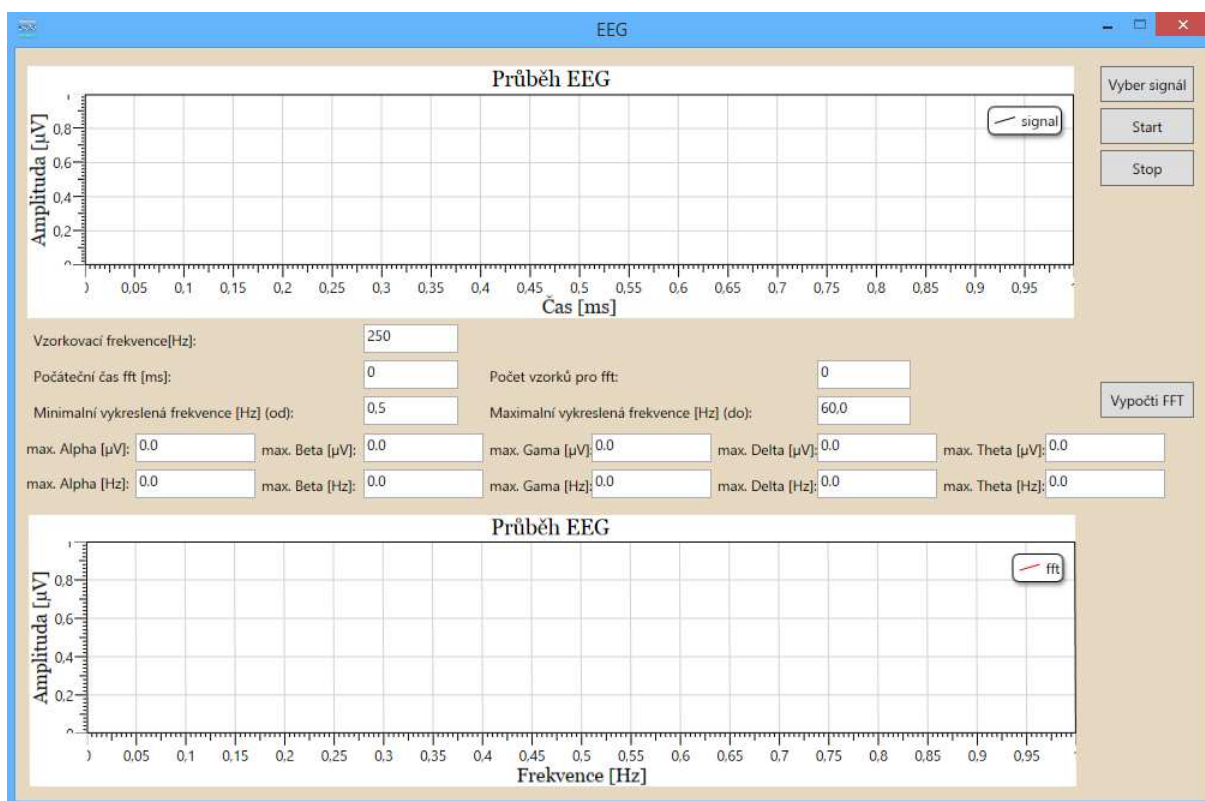


Obrázek 14: Ukázka softwaru k modulu ADS

5.4 Software pro analýzu signálů

Pro zobrazení a detekci mozkových hladin ze signálu je potřeba vytvořit aplikaci, která bude umět nahrát data do aplikace a zobrazit je jak v časové oblasti, tak ve frekvenční. K tomuto účelu je vytvořena aplikace ve Visual Studiu v programovací jazyce C# se subsystémem WPF. Aplikace je zobrazena na Obrázku 15.

Pro vykreslování grafu byla použita knihovna Dynamic data display od společnosti Microsoft především kvůli schopnosti vykreslit tisíce bodů, což je v rámci analýzy mozkové aktivity nezbytné. Kromě zobrazení naměřených dat, je možné prohlížet záznam v reálném čase a to pomocí sériové linky, která byla v této aplikaci vytvořena. Dalšími výhodami jsou přiblížení grafu pomocí kolečka a zároveň upravení měřítka každé osy zvlášť. Vykreslená data je možné uložit jako obrázek, a to kliknutím pravého tlačítka myši přímo na graf.



Obrázek 15: : Návrh softwarového prostředí

Aby aplikace byla schopna převést data z časové oblasti do frekvenční, je nutné do připravených textboxů zadat vzorkovací frekvenci, počáteční čas a počet vzorků. Na základě těchto údajů software přepočítá data pomocí rychlé Fourierovy transformace a vykreslí je do druhé grafu. Ukázka kódu při zmáčknutí tlačítka Vypočti FFT je zobrazena na Obrázku 16. Počet vzorků musí být v hodnotách dle následující rovnice:

$$N = 2^m \quad (12)$$

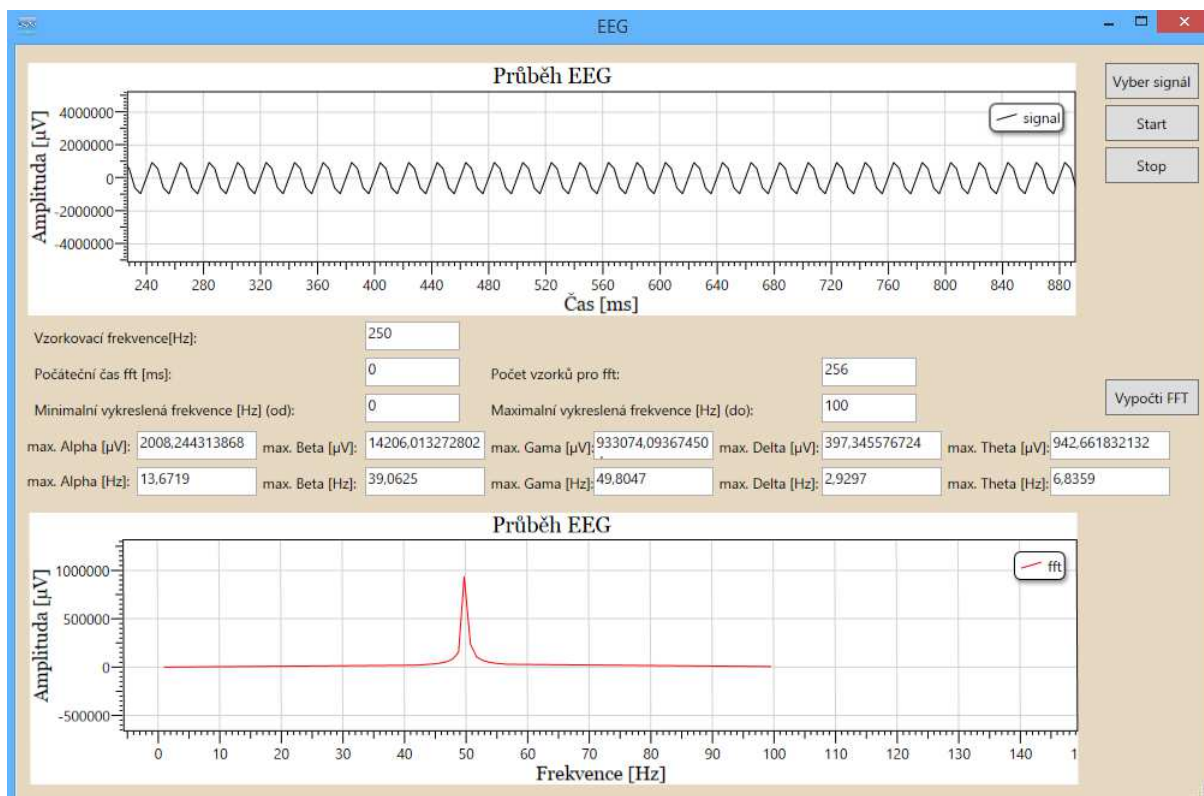
- kde m je přirozené číslo

Pro efektivnější vyhodnocení dat byla aplikace vytvořena tak, aby zobrazovala nejvyšší dosažené hodnoty jednotlivých mozkových hladin. Jak lze na Obrázku 15 vidět, jedná se o informace, jako jsou frekvence a amplituda.

```
//callback when user try get frequency domain
1 reference
private void btnFFT_Click(object sender, RoutedEventArgs e)
{
    int start_fft_sample, fft_num_samples;
    int x;
    string temp;
    complex[] complexValueFFT; // complex value of signal in time area ( same value as signalPointCollection array but have imaginary component set to zero) and text
    if (updateCollectionTimer != null && updateCollectionTimer.IsEnabled == false)
    {
        temp = setStartSample.Text;
        start_fft_sample = int.Parse(temp);
        temp = setNumOfFFTSample.Text;
        fft_num_samples = int.Parse(temp);
        if ((start_fft_sample+fft_num_samples)<=actualLineNumber)
        {
            frequencyPointCollection.Clear();// clear fft graph
            complexValueFFT = new Complex[fft_num_samples];
            for (x=0;x<fft_num_samples; x++) // load samples to complex format
            {
                complexValueFFT[x].Im = 0;
                complexValueFFT[x].Re = timePointCollection[x+start_fft_sample].Voltage;
            }
            FourierTransform.FFT(complexValueFFT, FourierTransform.Direction.Forward); // FFT
            for (x = 0; x < fft_num_samples / 2; x++) // compute magnitude and frequency and add to graph
            {
                frequencyPointCollection.Add(new EegFrequencyPoint(2 * complexValueFFT[x].Magnitude, x * ((sampleFrequency * 1.00) / (fft_num_samples * 1.00))));
            }
        }
    }
}
```

Obrázek 16: Ukázka kódu při zmáčknutí tlačítka Vypočti FFT

Správnost výpočtu Fourierovi transformace a její následné vykreslení, byla ověřena na sinusovce o známé frekvenci a vzorkovací frekvenci, viz Obrázek 17. V tomto případě byla vzorkovací frekvence 250 Hz a známá frekvence 50 Hz.



Obrázek 17: Testování správnosti FFT

6 Výsledky měření

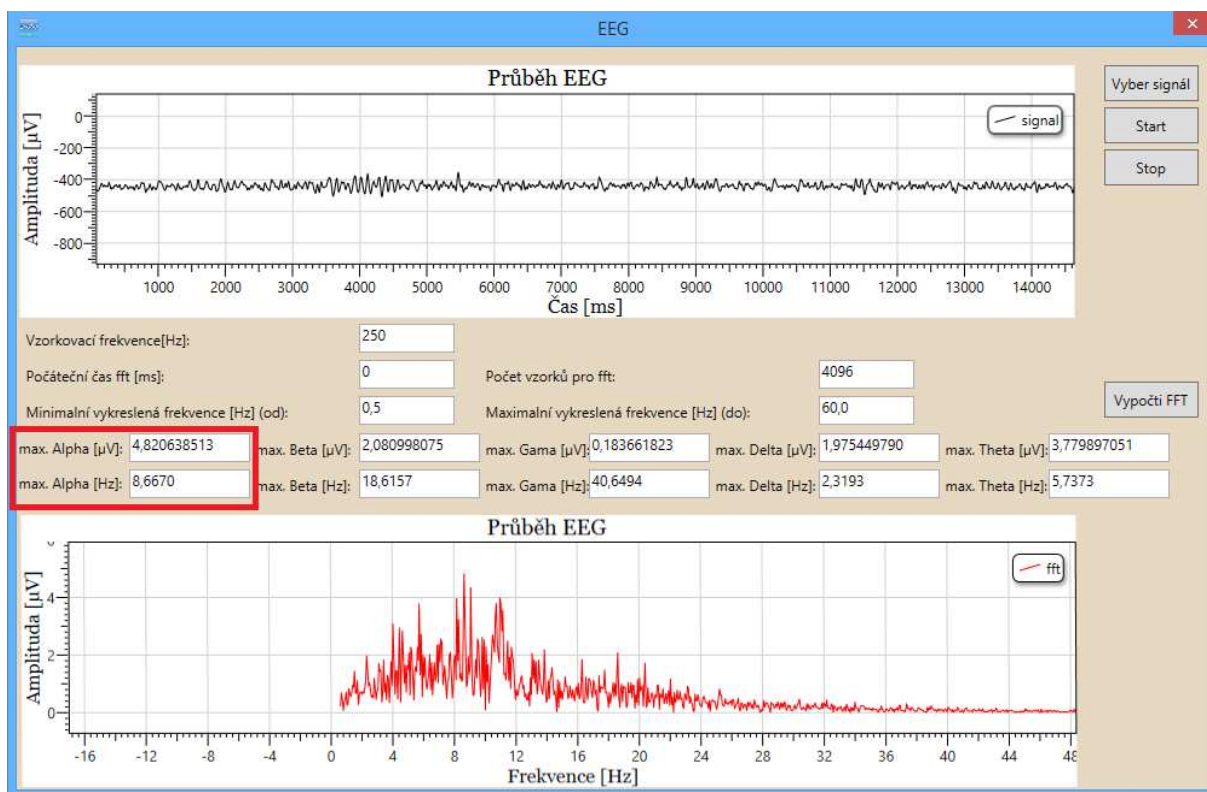
V následující kapitole jsou uvedeny výsledky měření pro jednotlivé úkony a popis jejich průběhů. Jedná se o aktivity jako je střelba ze vzduchovky, dále pak relaxace při vážné hudbě, hraní na kytaru a vzdělávání se. Také byl proveden záznam na pacientce s epilepsií. U všech těchto záznamů byla použita vzorkovací frekvence 250 SPS.

6.1 Relaxace při vážné hudbě

Toto měření bylo zaměřeno na změny mozkových hladin alfa a théta při relaxaci u vážné hudby. Testovaný subjekt po dobu 10 minut poslouchal symfonii od Antonína Dvořáka nazývanou Z nového světa. Účastník byl zároveň požádán, aby měl zavřené oči, snažil se uvolnit a vnímal pouze hudbu.

Ze záznamu byly odstraněny první a poslední 2 minuty, kvůli rušivým artefaktům. Naměřená data byla následně rozdělena na minutové záznamy pro zjednodušení analyzování. Převážnou část záznamu byla dominantní alfa aktivita. Střídavě se zde objevoval i théta rytmus, který se nejčastěji projevuje v hluboké relaxaci a u kreativních lidí. Jak lze vidět na Obrázku 18, hladina alfa dosahovala nejvyšší amplitudy a to $4,821 \mu\text{V}$ při frekvenci $8,667 \text{ Hz}$.

Na základě těchto výsledků bylo možné potvrdit již výše zmiňované tvrzení, že při činnosti jako je relaxace dochází ke snížení mozkové frekvence.



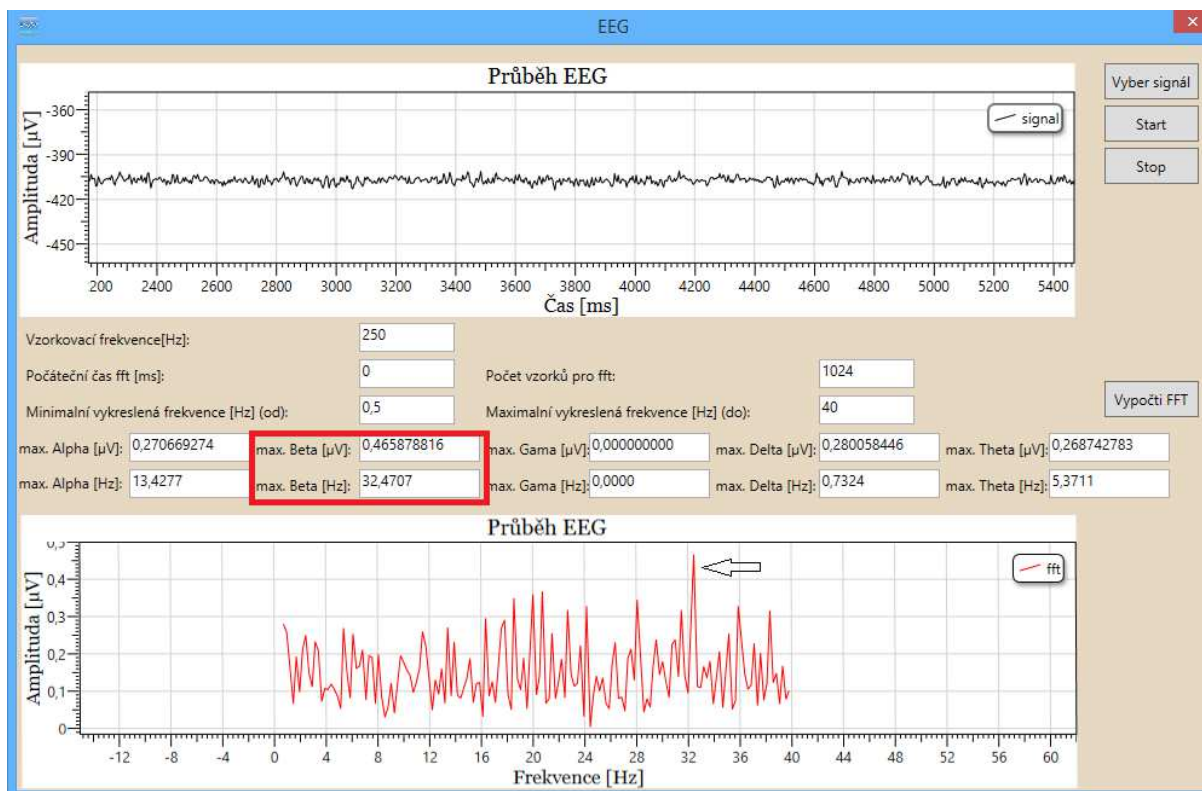
Obrázek 18: Zpracování EEG při poslechu vážné hudby

6.2 Hra na kytaru

Dnešní doba je plná muzikantů, jak profesionálních, tak amatérů, a proto byla v této práci zkoumána mozková aktivita při hraní na kytaru. Pro účely tohoto měření byl použit pokročilý hráč se zkušeností 15 let hraní. Tento účastník hrál na akustickou kytaru píseň Let your hearth hold fast od skupiny Forth atlantic, po dobu tří minut. Následně byly data rozdělena na tři části.

U pokročilého hráče byla detekována nejvyšší hladina beta v první minutě záznamu, kdy frekvence dosahovala 32,471 Hz, viz Obrázek 19. V další minutě docházelo k jejímu poklesu na 23,926 Hz. V poslední minutě záznamů byl evidován nárůst hladiny alfa o frekvenci 8,056 Hz. Tento jev může být způsoben mírou koncentrace na tuto činnost, kdy na začátku se muzikant musí více soustředit na hrané akordy, zatímco ke konci je hráč již obeznámen s touto skladbou a vykonává tuto činnost převážně automaticky.

Toto měření však může být zkreslené z důvodu pohybových artefaktů, jako jsou pohyby očí a pokyvování hlavou. Zároveň na výsledky tohoto měření může mít i vliv rezonance kytary působící na testovaný subjekt.

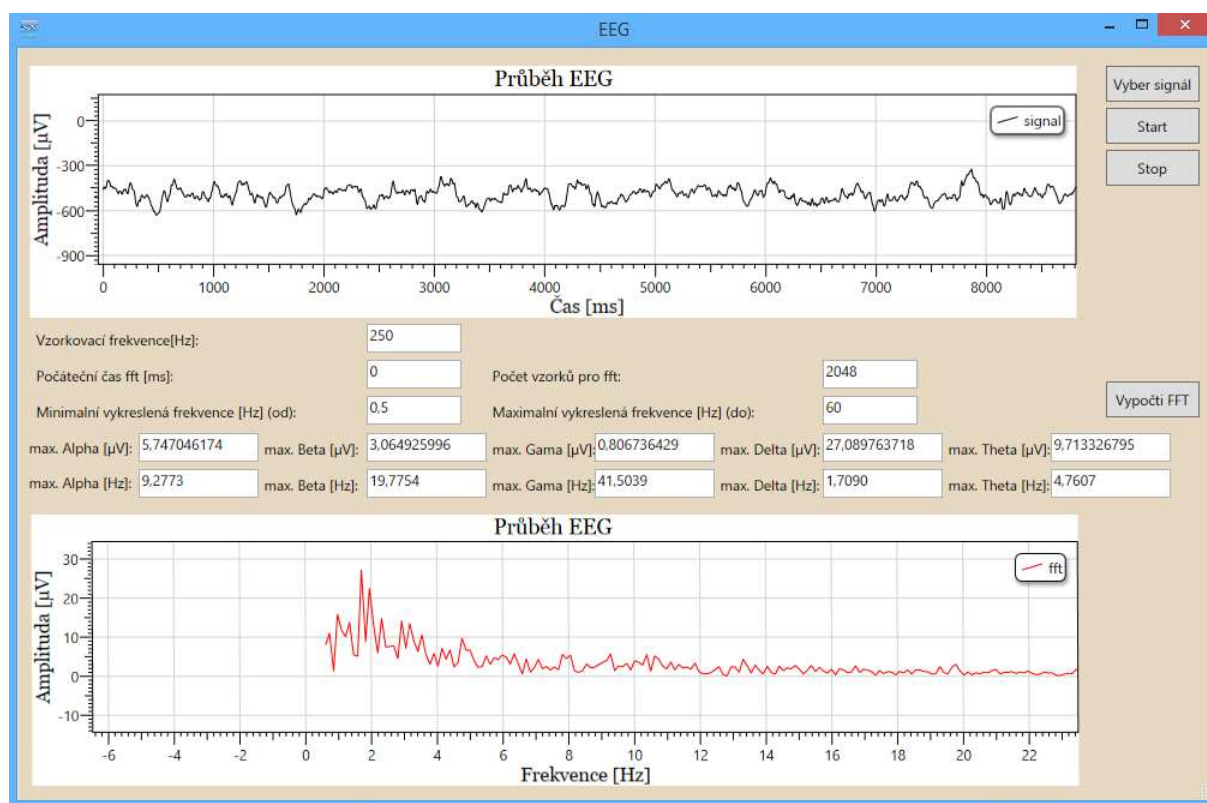


Obrázek 19: Záznam 1. minuty u pokročilého hráče

6.3 Epilepsie

Účelem tohoto měření bylo získat povědomí o tom, jaké mozkové hladiny dosahuje pacient s epilepsií. Pro tyto účely byla vybrána 26 letá pacientka s herpetickou encefalitidou s následnou atrofií levé hemisféry a se symptomatickou epilepsií. Byl pořízen 5 minutový záznam, 20 minut po epileptickém záchvatu, kdy subjekt byl velmi klidný, měl otevřené oči a nereagoval na podněty.

Po celou dobu záznamu převažovala delta aktivita společně střídavě s théta rytmem (Obrázek 20). Tyto abnormality se dají vysvětlit onemocněním pacientky a také jejím stavem nevědomí během měření.

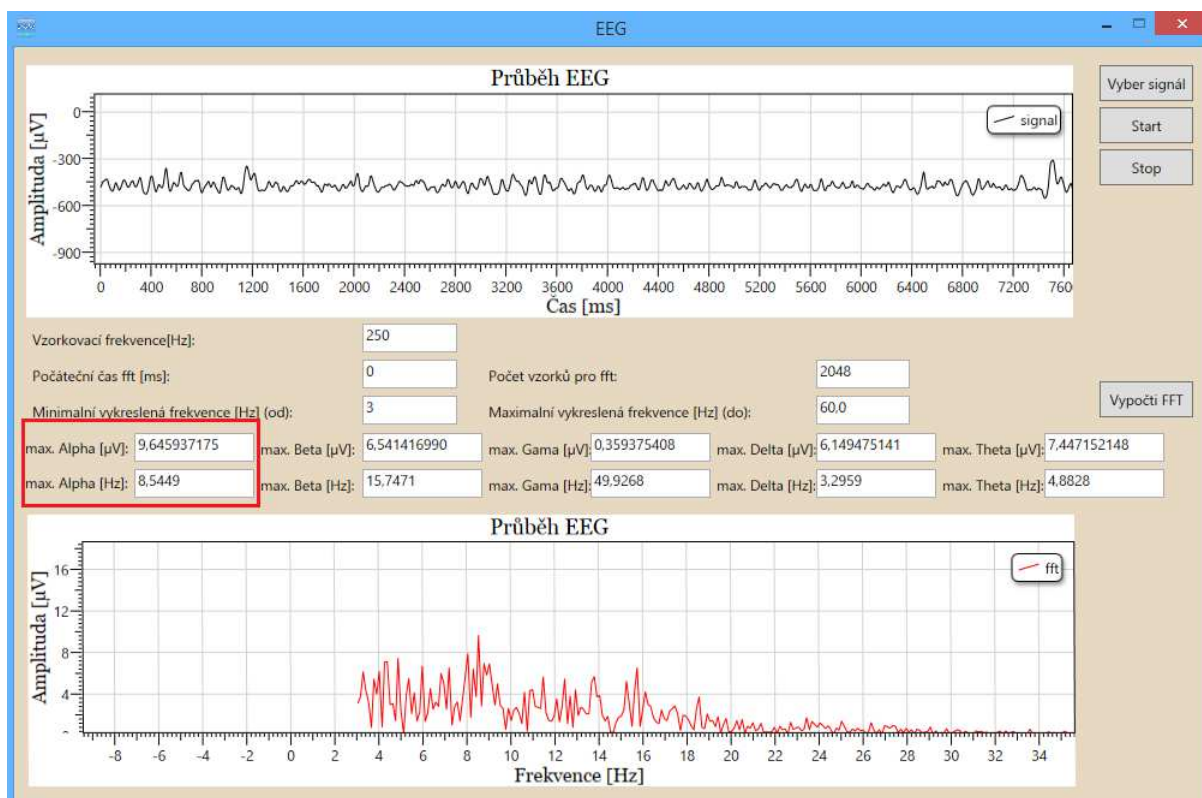


Obrázek 20: Záznam u epileptické pacientky

6.4 Studium

Beta rytmus se obvykle vyskytuje po většinu času dne. Jedná se o aktivitu, která je spojována s logickým myšlením a koncentrací. Právě na soustředění je zaměřeno toto měření, kdy účastník měření půl hodiny studuje učební text. Záznam byl proveden v průběhu této činnosti po dobu 5 minut.

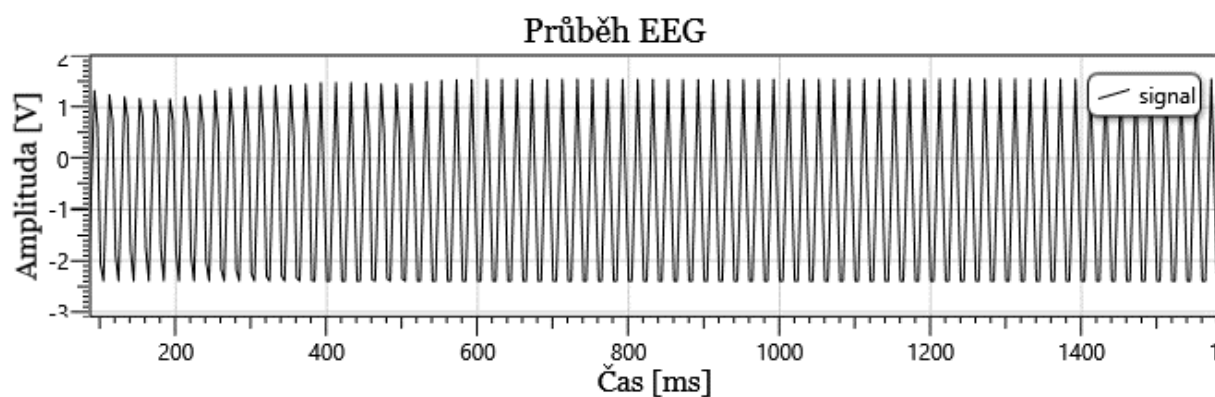
Převážnou část záznamu byla dominantní alfa aktivita v rozmezí 7-10 μV střídavě s théta, zatímco beta dosahovala pouze 6,5 μV , viz Obrázek 21. Tento rozdíl může být způsoben vysílením testovaného subjektu během měření, neboť alfa rytmus může být projevem únavy.



Obrázek 21: Záznam během studia

6.5 Střelba na střelnici

Jak již výše zmíněné studie prokázaly, u profesionálních střelců je detekován nárůst hladiny théta asi 3 vteřiny před samotným výstřelem. Na tuto situaci je zaměřeno i toto měření, které probíhalo na střelnici Skalka. Testování bylo provedeno na 12 letém chlapci při střelbě z malorážky. Toto měření však nepřineslo žádné relevantní výsledky, protože použité zařízení nejsou určena k vnějšímu užití, neboť ve venkovním prostředí na ně působí vnější vlivy, především vlhkost, kdy při poklesu teploty dochází ke kondenzaci vody a jejímu následnému vnikání do zařízení. Následkem tohoto může dojít ke snížení povrchových elektrických odporů, vzniku svodů nebo zkratů a ke snížení spolehlivosti použitého zařízení. Záznam z toho měření je uveden na Obrázku 22.



Obrázek 22: Rušení způsobené vnějšími vlivy

Závěr

Tato bakalářská práce je v první části zaměřena na teoretický rozbor, kde jsem především objasnila základní pojmy týkající se elektroencefalografie, dále jsem uvedla používané elektrody, mozkové hladiny a epilepsii. Následně jsem naznačila způsoby zpracování EEG signálu. Dále jsem nastínila problematiku snímání mozkové aktivity během činností, jako jsou střelba, meditace a relaxace.

Další část této práce je věnovaná popisu použitých zařízení, jejich částí a tvorbě softwarového rozhraní pro analýzu elektroencefalografického signálu vytvořeného v programovacím jazyce C#. Použitý modul ADS1298 však není příliš vhodný k samostatnému snímání EEG povrchově, ale pouze intrakraniálně, neboť jeho analogový přední konec není schopen zpracovávat tyto signály spolehlivě v přítomnosti vyšších hladin zvuku a rušení. Jeho softwarové rozhraní je poměrně složité a podle mého úsudku nespolehlivé, kdy špatně ukládal poslední nastavení a ne vždy reagoval na nově nastavenou konfiguraci, což během měření způsobovalo značnou dávku problémů.

Poslední část je zaměřena na měření mozkové aktivity pomocí zjednodušeného EEG modulu z parietální oblasti (P3, P4). V prvním měření jsem se zaměřila na poslech vážné hudby, kde během záznamu převládala alfa aktivita společně s théta rytmem, který se může projevovat u kreativních jedinců. V dalším měření jsem se věnovala zkoumání mozkových hladin při hře na kytaru, kde v průběhu záznamu docházelo ke snižování frekvence z původní dominantní hladiny beta (32,471 Hz) na alfa aktivitu (8,056 Hz). Tyto změny však lze vysvětlit mírou koncentrace při začátku hraní a jejím následném ústupu, díky opakování se akordů a následnému vykonávání této činnosti převážně automaticky. Dále jsem analyzovala záznam pacientky s herpetickou encefalitidou s následnou atrofií levé hemisféry a se symptomatickou epilepsií, kde byl prokázán nárůst delta a théta aktivity související s jejím onemocněním. Předposlední měření bylo věnováno zkoumání mozkové aktivity během studia, kde však podle očekávání nebyla dominantní beta aktivita, ale spíše alfa. Tento jev však lze vysvětlit únavou testovaného subjektu během měření. Poslední měření bylo zaměřeno na snímání mozkové aktivity během střelby. Toto měření však bylo neúspěšné z důvodů rušení vnějších vlivů, jako je vlhkost.

Přesnost těchto měření byla poměrně velká, i přes očekávání, že při učení bude spíše dominantní beta rytmus. Zároveň tyto výsledky přinesly nové poznatky o měření mozkové aktivity, především při hře na kytaru, kde je možné předpokládat zkreslení měřeného signálu v důsledku působící rezonance kytary na účastníka. Lze tedy očekávat návaznost na tuto práci a rozšíření informací o fungování mozku během různých aktivit. Také by bylo vhodné vytvoření izolačního obalu pro použitá zařízení, aby se eliminovalo působení vnějších vlivů. Pro efektivnější měření je však dobré snímat EEG z celého povrchu hlavy z důvodů převažujících hladin v určitých oblastech mozku a také využít dolnoproustný filtr o vyšší mezní frekvenci než 14,615 Hz.

Seznam použité literatury

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. Zdravotnické elektrické přístroje 1. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [2] MOORE, James E a Duncan J MAITLAND. Biomedical technology and devices. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, c2014, xviii, 786 p., [16] p. of plates. Mechanical engineering handbook series. ISBN 14-398-5959-0.
- [3] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [4] POLANSKÝ, Štěpán. *Zpracování elektroencefalografických signálů*. 2011. PhD Thesis. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [5] MUTHUSWAMY, Jitendran a Nitish V. THAKOR. Spectral analysis methods for neurological signals. *Journal of Neuroscience Methods* [online]. 1998, **83**(1): 1-14 [cit. 2015-06-06]. DOI: 10.1016/S0165-0270(98)00065-X. ISSN 01650270. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S016502709800065X>
- [6] JACOBS, Gregg D. a Richard FRIEDMAN. EEG Spectral Analysis of Relaxation Techniques. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2004, **29**(4): 245-254. DOI: 10.1007/s10484-004-0385-2. ISSN 1090-0586. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10484-004-0385-2>
- [7] LI, Junhua, Roxana SEMENYUK, Patricia RATMANOVA, Dmitry NAPALKOV a Andrzej CICHOCKI. Source localization and synchronization analysis on EEG recorded from professional shooters and novices: A comparison study. *International Journal of Psychophysiology*. 2014, **94**(2): 256-257. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2014.08.971. ISSN 01678760. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167876014011635>
- [8] J.-H. Kang, et al., An efficient detection of epileptic seizure by differentiation and spectral analysis of electroencefalograms, *Comput. Biol. Med.* (2015), <http://dx.doi.org/10.1016/j.combiomed.2015.04.034i>
- [9] HOVORKA, Jiří. *Klinická elektroencefalografie: základy klasifikace a interpretace*. Praha: Maxdorf, 2003, 288 s. ISBN 80-734-5001-1.
- [10] PIŇOS, Tomáš. Mozkové vlny a rozšířené vědomí. *AC24.cz* [online]. 20. 1. 2014 [cit. 2015-12-19]. Dostupné z: <http://ac24.cz/zpravy-ze-sveta/3384-mozkove-vlny-a-rozsirene-vedomi>
- [11] DESAI, Radhika, Anisha TAILOR a Tanvi BHATT. Effects of yoga on brain waves and structural activation: A review. *Complementary Therapies in Clinical Practice*. 2015, **21**(2): 112-118. DOI: 10.1016/j.ctcp.2015.02.002. ISSN 17443881. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1744388115000110>

- [12] VIJAYALAKSHMI, K., Susmita SRIDHAR a Payal KHANWANI. Estimation of effects of alpha music on EEG components by time and frequency domain analysis. In: *International Conference on Computer and Communication Engineering (ICCCE'10)* [online]. IEEE, 2010, s. 1-5 [cit. 2015-12-19]. DOI: 10.1109/ICCCE.2010.5556761. ISBN 978-1-4244-6233-9. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5556761>
- [13] OH, Seung-Hyeon, Yu-Ri LEE a Hyoung-Nam KIM. A Novel EEG Feature Extraction Method Using Hjorth Parameter. *International Journal of Electronics and Electrical Engineering*. 2014, : 106-110. ISSN 2301380x. Dostupné také z: <http://www.ijeee.net/index.php?m=content>
- [14] DOPPELMAYR, M., T. FINKENZELLER a P. SAUSENG. Frontal midline theta in the pre-shot phase of rifle shooting: Differences between experts and novices. *Neuropsychologia*. 2008, **46**(5): 1463-1467. DOI: 10.1016/j.neuropsychologia.2007.12.026. ISSN 00283932. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0028393207004538>
- [15] ŠLAPAL, Radomír. *Vývojová neurologie pro speciální pedagogii*. Brno: Paido, 2007, 53 s. ISBN 978-80-7315-160-7.
- [16] TANAKA, Guaraci Ken, Caroline PERESSUTTI, Silmar TEIXEIRA, Mauricio CAGY, Roberto PIEDADE, Antonio Egídio NARDI, Pedro RIBEIRO a Bruna VELASQUES. Lower trait frontal theta activity in mindfulness meditators. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria* [online]. 2014, **72**(9): 687-693 [cit. 2015-12-20]. DOI: 10.1590/0004-282X20140133. ISSN 0004-282x. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-282X2014000900687&lng=en&nrm=iso&tlng=en
- [17] FABER, Josef. *Elektroencefalografie a psychofyziologie*. Vyd. 1. Praha: ISV, 2001, 170 s. Lékařství. ISBN 80-85866-74-9.
- [18] FAUST, Oliver, U. Rajendra ACHARYA, Hojjat ADELI a Amir ADELI. Wavelet-based EEG processing for computer-aided seizure detection and epilepsy diagnosis. *Seizure* [online]. 2015, **26**: 56-64 [cit. 2015-12-29]. DOI: 10.1016/j.seizure.2015.01.012. ISSN 10591311. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1059131115000138>
- [19] DHETE, Pranali, et al. Dynamic Graph Plotting with WPF. *International Journal of Engineering*, 2012, 1.7: 63-66.
- [20] *Microsoft: developer network* [online]. [cit. 2015-12-31]. Dostupné z: <https://msdn.microsoft.cz>

Seznam příloh

Příloha I. Elektrotechnické schéma zjednodušeného EEG modulu (1 strana)

Příloha II. Softwarové rozhraní pro analýzu EEG (příloha na CD)

Příloha III. Naměřená data (příloha na CD)

Příloha I

